



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 197 46 936 A 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
G 06 T 5/00

②① Aktenzeichen: 197 46 936.1
②② Anmeldetag: 23. 10. 97
④③ Offenlegungstag: 20. 5. 98

DE 197 46 936 A 1

③⑩ Unionspriorität:

029967 01. 11. 96 US
794981 05. 02. 97 US

⑦① Anmelder:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

⑦④ Vertreter:

Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner, 80336 München

⑦② Erfinder:

Hartley, Richard Ian, Schenectady, N.Y., US;
Curwen, Rupert William Meldrum, Ballston Lake,
N.Y., US; Cline, Harvey Ellis, Schenectady, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Schnelle Unterteilung von Herzbildern

⑤⑦ Ein Herz-Gliederungssystem erfaßt eine Reihe von Bildern, die als Schnitte durch ein Volumen und als Bilder bei verschiedenen Zeiträumen durch einen Herzzyklus erfaßt sind. Es zeigt ein Bild für einen Bediener an, der interaktiv einen interessierenden Bereich des zu gliedernden Bilds auswählt, wie beispielsweise den linken Ventrikel. Ein Keimpunkt wird auch innerhalb des interessierenden Bereichs und der zu gliedernden gewünschten Struktur ausgewählt. An das Bild wird dann durch eine Maskierungseinrichtung ein Schwellenwert angelegt, indem Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs als über dem Schwellenwert liegend oder nicht über dem Schwellenwert liegend klassifiziert werden. Eine dreidimensionale Konnektivitätseinrichtung identifiziert Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs mit derselben Klassifikation wie ein expandierter Keimpunkt, die auch benachbart dem Keimpunkt als die gegliederte Struktur sind. Die gegliederte Struktur wird expandiert und ein Histogramm wird konstruiert. Ein neuer Schwellenwert wird ausgewählt, der Moden bzw. Betriebsarten des Histogramms trennt und wird zur Ausführung einer überarbeiteten, endgültigen Gliederung des gegenwärtigen Bilds verwendet. Der Flächenschwerpunkt des gegenwärtigen Bilds wird als ein Keimpunkt bei einer Gliederung benachbarter Bilder verwendet. Ähnlich wird der gegenwärtige Schwellenwert als ein anfänglicher Schwellenwert für benachbarte Bilder verwendet. Der vorherige Keimpunkt und der interessierende ...

DE 197 46 936 A 1

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf Bildverarbeitung und insbesondere auf eine Gliederung bzw. Unterteilung von dreidimensionalen Strukturen aus einer Reihe von Herzbildern.

Medizinische Bilder eines Herzens eines Objekts umfassen typischerweise einige Schnitte durch das dreidimensionale (3D) Volumen des Herzens. Zusätzlich kann das Herz zu einigen verschiedenen Momenten (Phasen) in dem Herzzyklus abgebildet werden. Somit ergibt die Gesamtheit aller Bilder ein Bild des Herzens während des vollständigen Ablaufs eines Herzschlags.

Es ist oft wünschenswert, diesen Satz von Bildern zur Extraktion von quantitativen Informationen über die Herzbewegung zu verwenden, die bei einer medizinischen Diagnose nützlich sind. Derartige Informationen enthalten Messungen des Herzblutvolumens, des Auswurfbruchteils und des Ausmaßes von Wandbewegung. Es ist notwendig, verschiedene benachbarte anatomische Bereiche des Herzens zu erfassen und zu differenzieren, um diese Messung durchzuführen. Eine Identifikation von benachbarten Bereichen desselben Materials ist als Gliederung bzw. Unterteilung bekannt. Es ist insbesondere wichtig, zur Gliederung bzw. Unterteilung fähig zu sein und ein Blutvolumen in Herzkammern eines Objekts zur Diagnose von Herzkrankheit zu messen.

Eine Gliederung bzw. Unterteilung der linken Herzkammer bzw. des linken Ventrikels ist insbesondere aufgrund seiner wichtigen Physiologischen Funktion wichtig.

Es wurden andere Verfahren zur Extraktion der linken Herzkammer bzw. des linken Ventrikels in einem medizinischen Bildsatz verwendet. Ein Verfahren besteht darin, das Volumen als ein Polyeder zu modellieren bzw. nachzubilden und Modellierungs- bzw. Nachbildungsparameter zu verändern, um das Modell bzw. die Nachbildung zu veranlassen, mit der gemessenen Blutmasse übereinzustimmen, wie in "Constrained Deformable Superquadrics And Non-Rigid Motion Tracking" von D. Metaxas und D. Terzopoulos, IEEE Computer Vision and Pattern Recognition, Seiten 337-343, 1991 dargelegt.

Dreidimensionale (3D) Schablonen können auch anstelle eines Polyeders verwendet werden. Verfahren unter Verwendung von dreidimensionalen (3D) Schablonen neigen dazu, langsam zu sein, und sind gegenwärtig zur klinischen Anwendung ungeeignet.

Ein alternatives Verfahren besteht darin, die Herzkammer- bzw. Ventrikelwand durch eine Kurve in jedem Bild zu modellieren bzw. nachzubilden und eine Gliederung bzw. Unterteilung eines Bilds zu einer Zeit auszuführen. Diese Techniken sind allgemein als "Schlangen"-Techniken bekannt. Ihr Nachteil besteht darin, daß sie im allgemeinen recht abhängig von anfänglichen unbekannten Parametern sind. Auch ist die Konvergenzgeschwindigkeit ein Problem.

Ein einfaches Anlegen eines Schwellenwerts ("thresholding") wurde auch zur Extraktion von Bereichen von Bildern verwendet. Ein Verfahren zur Auswahl eines Schwellenwerts zur Teilung eines Bilds in zwei Bereiche entsprechend einer Intensität wurde von Nobuyuki Otsu in "Discriminant and Least-Squares Threshold Selection" Proceedings of the Fourth international Joint Conference on Pattern Recognition, Kyoto, Japan, 1978, Seiten 592-596 beschrieben. Dieses Rechenverfahren bzw. dieser Algorithmus wird als DTSM-Schwellenwert-Anlegen bezeichnet. Das Schwellenwert-Anlegen unter Verwendung eines einzelnen Schwellenwerts für alle Schnitte und Phasen ist gewöhnlich nicht erfolgreich, da sich die Bildintensität von Bild zu Bild verändert. Diese Intensitätsveränderungen werden durch

verschiedene Blutflußgeschwindigkeiten und eine Veränderung von Abbildungsparametern verursacht.

Gegenwärtig besteht ein Bedarf nach einem genaueren System, dessen Gliederungs- bzw. Unterteilungsstrukturen innerhalb von dreidimensionalen Volumenbildern zu verschiedenen Zeiträumen einer Periode bzw. eines Zyklus erfaßt sind.

Die vorliegende Erfindung empfängt eine Vielzahl von Schnittbildern eines gewünschten Volumens, die über eine Vielzahl von Phasen einer Periode bzw. eines Zyklus erfaßt sind. Dies können zu verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus erfaßte Magnetresonanz(MR)-Angiographiebilder des Herzens sein. Diese Bilder werden in dreidimensionale anatomische Strukturen über die Zeit gegliedert.

Anfänglich werden ein interessierender Bereich (ROI) und ein Saat- bzw. Keimpunkt innerhalb des interessierenden Bereichs und ein anfänglicher Schwellenwert identifiziert. Beginnend mit einem bei einem anfänglichen Schnitt und einer anfänglichen Phase erfaßten anfänglichen Bild werden Punkte des Bilds innerhalb des interessierenden Volumens (VOI) als über dem Schwellenwert liegend und nicht über dem Schwellenwert liegend klassifiziert.

Benachbarte Punkte mit derselben Klassifizierung wie der Keimpunkt, die über Punkte alle mit dieser selben Klassifizierung mit dem Keimpunkt verbunden sind, werden durch Definition einer gegliederten bzw. unterteilten Struktur in diesem Bild identifiziert.

Die gegliederte bzw. unterteilte Struktur innerhalb des Bilds wird um ein vorbestimmtes Ausmaß expandiert bzw. ausgedehnt, um einen expandierten bzw. ausgedehnten Bereich zu ergeben. Ein Histogramm der Intensitäten des expandierten bzw. ausgedehnten Bereichs wird bestimmt. Dann wird ein angepaßter Schwellenwert ausgewählt, der Betriebsarten des Histogramms trennt. Ein Bild benachbart in Phase oder Raum, benachbart dem gegenwärtigen Bild, wird dann ausgewählt.

Die Schritte der Klassifizierung der Intensitäten im Hinblick auf den neu angepaßten Schwellenwert und die Bestimmung von Punkten derselben mit dem Keimpunkt verbundenen Klassifizierung werden bestimmt. Dies ergibt eine andere gegliederte bzw. unterteilte Struktur. Dies wird für eine Vielzahl von Bildern wiederholt, um eine dreidimensionale (3D) gegliederte bzw. unterteilte Struktur über die Zeit zu ergeben. Durch Interpolation von Zwischenbildern kann ein kurzer Film konstruiert werden, der die Bewegung der Struktur über den Zyklus zeigt.

Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein System auszubilden, das gegliederte bzw. unterteilte Strukturen in einer Vielzahl von über ein gegebenes Volumen über einen Zeitraum erfaßten Bildern identifiziert.

Die als neu angesehenen Merkmale der Erfindung werden insbesondere in den anhängenden Ansprüchen dargelegt. Die Erfindung selbst jedoch, sowohl ihr Aufbau als auch ihre Funktion, zusammen mit anderen Aufgaben und Vorteilen der Erfindung können am besten unter Bezugnahme auf die folgende Beschreibung in Verbindung mit der Zeichnung verstanden werden.

Es zeigt:

Fig. 1 ein vereinfachtes Blockschaltbild eines Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung.

Die vorliegende Erfindung verwendet ein angepaßtes bzw. adaptives Anlegen eines Schwellenwerts, wobei das Blutvolumen durch das Schwellenwert-Anlegen extrahiert wird, sich der Schwellenwert aber von Schnitt zu Schnitt oder von Phase zu Phase verändern kann.

Ein Schwellenwert kann nur örtlich bzw. lokal innerhalb eines interessierenden Bereichs (ROI) zur Identifizierung der Blutmasse der linken Herzkammer bzw. des linken Ven-

trikels verwendet werden, da es andere Bereiche des Bilds geben wird, die auch ausreichend sein werden, um oberhalb dem Intensitätsschwellenwert zu liegen. Beispielsweise wird das Blut der rechten Herzkammer bzw. des rechten Ventrikels eine Intensität ähnlich der des linken Ventrikels besitzen. Somit ist ein globales Schwellenwert-Anlegen des gesamten Bilds nicht ausreichend, um das Blutvolumen des linken Ventrikels zu gliedern bzw. zu unterteilen.

Die folgenden Merkmale bzw. charakteristischen Kennzeichen sind bei einer Gliederung bzw. Unterteilung des Blutvolumens des linken Ventrikels nützlich:

1. In jedem Bild (d. h. einem einzelnen Schnitt und einer einzelnen Phase) kann das Blut vom umgebenden Gewebe auf der Grundlage von Bildintensität unterschieden werden.
2. In jedem Bild ist die Blutansammlung ein verbundener Satz.
3. Der zur Gliederung bzw. Unterteilung jedes Bilds verwendete Schwellenwert wird nahe dem für Bilder an benachbarten Phasen und Schnitten verwendeten Schwellenwert sein.
4. Das Bild der Blutansammlung des linken Ventrikels wird sich von einem Schnitt zum nächsten oder von einer Phase zur nächsten nicht sehr weit bewegen.

In **Fig. 1** erfaßt eine medizinische Abbildungseinrichtung **15** eine Vielzahl von Schnittbildern eines Objekts **10** bei einer Vielzahl von Phasen- aber einen periodischen Zyklus, wie beispielsweise einen Herzzyklus. Die medizinische Abbildungseinrichtung **15** kann eine Magnetresonanz(MR)-Abbildungseinrichtung sein. Eine Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung **14** bestimmt den besten Schwellenwert zur Trennung dieser zwei Bereiche. Es gibt viele verschiedene herkömmliche Verfahren zur Bestimmung eines Schwellenwerts. In einem Ausführungsbeispiel enthält die Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung **14** eine Histogrammeinrichtung **13**, die Angiographie-Datensätze von zahlreichen Phasen eines Herzzyklus erhält.

Das Blut im linken Ventrikel eines Objekts, das abgebildet wurde, wird einen Intensitätspegel verschieden von dem des umgebenden Gewebes besitzen. Dieser Intensitätsunterschied ist häufig ausreichend, um eine Identifizierung des interessierenden Bereichs (ROI) des Bilds entsprechend der Blutmasse durch Schwellenwert-Anlegen allein zu erlauben.

Durch die folgende Beschreibung wird angenommen, daß das Blut hell (hohe Intensität) ist, obwohl dunkle Blutbilder auch verwendet werden können und auch durch die vorliegende Erfindung unter Verwendung eines verschiedenen Schwellenwerts oder durch Invertierung der Intensität des Bilds gegliedert bzw. unterteilt werden können.

Die Bilder von der medizinischen Abbildungseinrichtung **15** werden in einer Speichereinrichtung **17** gespeichert.

Eine Bildsteuereinrichtung **21** bestimmt, welche Phase und welches Bild als nächstes zu verarbeiten ist und läßt den Schnitt und die Phase zu einer Bildauswahleinrichtung **19** durch, die das Bild in der Speichereinrichtung **17** findet und führt das Bild einer Maskierungseinrichtung **9** zu. Die Bildsteuereinrichtung **21** wählt typischerweise ein benachbartes Bild in Zeit oder Raum aus. Benachbarte Bilder bedeuten hier physikalisch benachbarte Schnitte für dieselbe Phase (Erfassungszeit) oder denselben Schnitt für ein in dem nächsten vorhergehenden oder in dem nächsten nachfolgenden Zeitraum erfaßtes Bild, eine benachbarte Phase.

Eine Maskierungseinrichtung **9** empfängt den interessierenden Bereich (ROI) und einen Schwellenwert und klassifiziert Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI)

als über dem Schwellenwert liegend oder nicht über dem Schwellenwert liegend. Um die Situation zu vermeiden, in der der Keimpunkt selbst über dem Schwellenwert liegt, wird der Keim um eine vorbestimmte Anzahl von Bildelementen expandiert bzw. ausgedehnt, beispielsweise um 5 Bildelemente, um die Möglichkeit zu verringern, daß er innerhalb eines kleinen Intensitätsbereichs mit niedriger Intensität liegt.

Die klassifizierten Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) und der Keimpunkt werden zu einer zweidimensionalen (2D) Konnektivitätseinrichtung **12** durchgelassen, die benachbarte Punkte mit derselben Klassifizierung bestimmt, die auch den Keimpunkt umgeben. Die verbundenen Komponenten werden unter Verwendung eines herkömmlichen Konnektivitätsrechenverfahrens- bzw. algorithmus beginnend mit einer geringen Nachbarschaft des Keimpunkts berechnet. Der Satz von allen verbundenen Orten innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) innerhalb desselben Bereichs, an den der Schwellenwert angelegt wurde, wird als eine gegliederte Struktur betrachtet.

Die benachbarten Punkte, auch benachbart dem Keimpunkt, die durch die dreidimensionale (3D) Konnektivitätseinrichtung **12** bestimmt sind, werden einer Graphikeinrichtung **11** zugeführt, die diese Punkte auf einer Anzeigeeinrichtung **3** für einen Bediener **1** anzeigt.

Initialisierung

Eine Initialisierung kann durch manuelle Bestimmung des Folgenden für ein Bild in dem Bildsatz durchgeführt werden:

1. ein interessierender Bereich (ROI) groß genug zum Enthalten des zu gliedernden bzw. zu unterteilenden Bereichs in allen Bildern,
2. ein Keimpunkt im Inneren des zu gliedernden bzw. zu unterteilenden Bereichs (beispielsweise des linken Ventrikels) und
3. ein Schwellenwert, der die Intensitäten im zu gliedernden bzw. zu unterteilenden Bereich von den Intensitäten des umgebenden Gewebes trennt.

Der interessierende Bereich (ROI) kann identifiziert werden, indem der Bediener **1** interaktiv eine Zeigeeinrichtung **5** positioniert, um ein Rechteck oder eine Ellipse auf eine Weise, wie beispielsweise bei herkömmlichen Zeichenprogrammen, zu zeichnen, während eine Sicht-Anzeigeeinrichtung **3** betrachtet wird.

Der Keimpunkt ist ein einzelner durch den Bediener **1** bestimmter Punkt im Inneren des interessierenden Bereichs (ROI), der auch mit der Zeigeeinrichtung **5** bezeichnet werden kann.

Der Schwellenwert wird durch eine geeignete Einrichtung eingegeben, wie beispielsweise durch Betätigen einer Gleitschieberleiste **8** oder einer Steuertafel **7**.

In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel bestimmt jede Position der Gleitschieberleiste **8** einen bestimmten Schwellenwert-Wert. Wenn die Gleitschieberleiste **8** zu einem neuen Wert bewegt wird, wird der Teil des Bilds innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) durch das verbleibende des Systems gegliedert bzw. unterteilt und die verbundene Komponente der vorstehenden Punkte über dem Schwellenwert innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI), der eine kleine Nachbarschaft des Keimpunkts enthält, wird auf dem Bildschirm in einer neuen Farbe angezeigt. Durch Bewegung der Gleitschieberleiste **8** wählt der Bediener **1** interaktiv einen Schwellenwert, für den der somit angezeigte gegliederte bzw. unterteilte Bereich einer gegliederten bzw.

unterteilten Struktur innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) entspricht, wie beispielsweise dem Inneren des Ventrikels. Dieser Schwellenwert-Wert wird als der anfängliche Schwellenwert genommen.

Diese Initialisierung des interessierenden Bereichs (ROI), des Keimpunkts und des anfänglichen Schwellenwerts kann für nur ein Bild durchgeführt werden und eine nachfolgende automatische Verarbeitung wird diesen Bereich durch die anderen Bilder nachführen, um eine vollständige vierdimensionale (4D) (3 räumliche Dimensionen plus Zeit) Gliederung bzw. Unterteilung von Strukturen innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) zu bekommen.

Anpassung des Schwellenwerts

Nach der Verarbeitung des anfänglichen Bilds nähern die Bereiche, ab die der Schwellenwert angelegt wurde, dem Inneren des gesuchten Bereichs (des Ventrikels) an. Aufgrund einer Veränderung des Schwellenwerts von Schnitt zu Schnitt ist es jedoch möglich, daß ein verschiedener Schwellenwert als die anfängliche Schwellenwertschätzung verwendet werden sollte, die durch interaktive Initialisierung ausgebildet wurde, oder die vom benachbarten Schnitt ausgebreitet wurde. Aus diesem Grund wird eine neue Schätzung des Schwellenwerts gesucht, die die beste Trennung des Inneren des Ventrikelbereichs vom Äußeren ausbilden wird.

Der ursprüngliche Bereich, an den der Schwellenwert angelegt wurde, bestimmt das Innere des Ventrikels (ungefähr). Durch Expandierung bzw. Ausdehnung dieses Bereichs um 5 Bildelemente schließt man den Teil der Herzwand oder des Septums ein, d. h. ein nicht-innerer Bereich wird eingeschlossen. Das Histogramm dieses Bereichs wird bi-modal bzw. mit zwei Verfahren sein, wie erforderlich, wobei es sowohl innere als auch äußere Bildelemente enthält.

Eine Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung **14** bestimmt den besten Schwellenwert zur Trennung dieser zwei Bereiche. Es gibt viele verschiedene herkömmliche Verfahren zur Bestimmung eines Schwellenwerts. In einem Ausführungsbeispiel enthält die Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung **14** eine Histogrammeinrichtung **13**, die die gegliederte bzw. unterteilte Struktur um ein vorbestimmtes Ausmaß expandiert bzw. ausdehnt. Dann berechnet sie ein Histogramm von Intensitäten in dem expandierten bzw. ausgedehnten Bereich und der beste Schwellenwert zur Trennung des Histogramms in zwei Bereiche wird berechnet.

Wenn das Histogramm bi-modal bzw. mit zwei Verfahren ist, dann kann die Histogrammeinrichtung **13** ein DTSM-Rechenverfahren bzw. einen DTSM-Algorithmus wie in dem Artikel beschrieben verwenden: dem vorstehend erwähnten Artikel von Nobuyuki Otsu zur Auswahl eines angepaßten Schwellenwerts. Andere herkömmliche Techniken können auch verwendet werden.

Die Histogramme aller Phasen in einem Schnitt können zusammen addiert werden, bevor der Schwellenwert berechnet wird, oder die Schwellenwerte können für jedes Bild einzeln berechnet werden.

Wenn der angepaßte Schwellenwert berechnet wurde, wird er in der Maskierungseinrichtung **9** verwendet, um das gegenwärtige Bild ein zweites Mal zu gliedern bzw. zu unterteilen, was ein aktualisiertes gegliedertes bzw. unterteiltes Bild ergibt.

In einem Ausführungsbeispiel ist der Schwellenwert für verschiedene Schnitten angepaßt, wobei alle Phasen des Schnitts denselben Schwellenwert verwenden.

In einem zweiten Ausführungsbeispiel ist der Schwellenwert für verschiedene Phasen angepaßt, wobei alle Schnitte

der Phase denselben Schwellenwert verwenden.

In einem dritten Ausführungsbeispiel sind Schwellenwerte für jedes Phasenbild in einem Schnitt und von Schnitt zu Schnitt angepaßt. Dies erfordert mehr Verarbeitung, sollte aber ein reineres Bild ausbilden.

Andere Bilder

Dieser angepaßte Schwellenwert wird dann als der Schwellenwert durch die Maskierungseinrichtung **9** im nächsten benachbarten Bild verwendet. Das letzte verarbeitete Bild wird zur Bestimmung eines Flächenschwerpunkts und des interessierenden Bereichs (ROI) verwendet. Der Flächenschwerpunkt des gegenwärtigen Bilds wird als ein Keimpunkt für das nächste benachbarte Bild verwendet.

Wenn einmal alle Phasen aller Schnitte gegliedert bzw. unterteilt sind, kann der zweidimensionale (2D) Gliederungs-Umriss jedes Schnitts für eine gegebene Phase zur Konstruktion einer dreidimensionalen (3D) Oberfläche verwendet und durch herkömmliche Techniken geglättet werden. Diese würde ein dreidimensionales (3D) festes Objekt für jede Phase ergeben. Eine Wiedergabe der Phasen und Interpolation von Zwischenphasen würde einen dreidimensionalen (3D) Film des gegliederten bzw. unterteilten Volumens ergeben. Dies würde zur Bestimmung von geschwächtem oder beschädigtem Herzmuskel sehr nützlich sein.

Während zahlreiche gegenwärtig bevorzugte Ausführungsbeispiele der neuen Erfindung hier genau beschrieben wurden, werden nun für den Fachmann viele Modifikationen und Veränderungen offensichtlich sein. Daher ist verständlich, daß die anhängenden Ansprüche derartige Modifikationen und Veränderungen, die in ihren Schutzbereich fallen, mit umfassen sollen.

Ein Herz-Gliederungssystem erfaßt eine Reihe von Bildern, die als Schnitte durch ein Volumen und als Bilder bei verschiedenen Zeiträumen durch einen Herzzyklus erfaßt sind. Es zeigt ein Bild für einen Bediener an, der interaktiv einen interessierenden Bereich des zu gliedernden Bilds auswählt, wie beispielsweise den linken Ventrikel. Ein Keimpunkt wird auch innerhalb des interessierenden Bereichs und der zu gliedern gewünschten Struktur ausgewählt. An das Bild wird dann durch eine Maskierungseinrichtung ein Schwellenwert angelegt, indem Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs als über dem Schwellenwert liegend oder nicht über dem Schwellenwert liegend klassifiziert werden. Eine dreidimensionale Konektivitätseinrichtung identifiziert Punkte innerhalb des interessierenden Bereichs mit derselben Klassifikation wie ein expandierter Keimpunkt, die auch benachbart dem Keimpunkt als die gegliederte Struktur sind. Die gegliederte Struktur wird expandiert und ein Histogramm wird konstruiert. Ein neuer Schwellenwert wird ausgewählt, der Moden bzw. Betriebsarten des Histogramms trennt und wird zur Ausführung einer überarbeiteten, endgültigen Gliederung des gegenwärtigen Bilds verwendet. Der Flächenschwerpunkt des gegenwärtigen Bilds wird als ein Keimpunkt bei einer Gliederung benachbarter Bilder verwendet. Ähnlich wird der gegenwärtige Schwellenwert als ein anfänglicher Schwellenwert für benachbarte Bilder verwendet. Der vorherige Keimpunkt und der Interessierende Bereich können auch verwendet werden. Dies wird für eine Anzahl von Bildern wiederholt, um gegliederte Strukturen zu ergeben, die dann gespeichert und angezeigt und bei einer Berechnung der Herzfunktionalität verwendet werden können.

Patentansprüche

1. Bild-Gliederungssystem zur Gliederung eines Sat-

zes von über eine Vielzahl von Phasen während eines Zyklus erfaßten volumetrischen Bildern in Strukturen, mit:

- a) einer Bildspeichereinrichtung (17) mit einem vorgespeicherten Satz von über eine Vielzahl von Phasen erfaßten volumetrischen Bildern, 5
 - b) einer Maskierungseinrichtung (9) zum Empfangen eines Schwellenwerts, eines Keimpunkts und eines interessierenden Bereichs (ROI) zur Bestimmung von benachbarten Punkten des Bilds 10 beginnend in einer vorbestimmten Nachbarschaft des Keimpunkts, die innerhalb des interessierenden Volumens (ROI) sind und Werte über dem Schwellenwert besitzen, wobei sie eine gegliederte Struktur besitzen, 15
 - c) einer Bildauswahleinrichtung (19), die mit der Bildspeichereinrichtung (17) und der Maskierungseinrichtung (9) verbunden ist, zur Auswahl eines der Bilder als ein gegenwärtiges Bild von der Bildspeichereinrichtung (17) und zum Durchlassen dieses zur Maskierungseinrichtung (9) zur Erzeugung einer gegliederten Struktur, und 20
 - d) einer Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung (14), die mit der Maskierungseinrichtung (9) und der Bildauswahleinrichtung (19) verbunden ist, zum Empfang des Bilds, der gegliederten Struktur und des interessierenden Bereichs (ROI) zur Analyse der Intensitäten von Bildelementen in einer gegliederten Struktur und in einer Nachbarschaft der gegliederten Struktur und zum Berechnen eines aktualisierten Schwellenwerts, der der Maskierungseinrichtung (9) zur Wieder-Gliederung des gegenwärtigen Bilds zugeführt wird, wobei der aktualisierte Schwellenwert auch als ein anfänglicher Schwellenwert für benachbarte Bilder verwendet wird. 35
2. Bild-Gliederungssystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schwellenwert-Aktualisierungseinrichtung (14) eine Histogrammeinrichtung (13), die mit der Maskierungseinrichtung (9) und der Bildauswahleinrichtung (19) verbunden ist, zum Empfang des Bilds, der gegliederten Struktur und des interessierenden Bereichs, zum Expandieren der gegliederten Struktur um ein vorbestimmtes Ausmaß, zur Erzeugung eines Histogramms der Bildelemente in der expandierten gegliederten Struktur und zur Bestimmung eines aktualisierten Schwellenwerts, der Spitzenwerte des Histogramms trennt, und diesen angepaßten Schwellenwert der Maskierungseinrichtung (9) zur Verwendung bei der Gliederung des Bilds zum zweiten Mal zu führt umfaßt. 45
3. Bild-Gliederungssystem nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Steuertafel (7), die mit der Maskierungseinrichtung (9) verbunden ist, die einem Bediener (1) eine definierbare Eingabe, wie beispielsweise den anfänglichen Schwellenwert, den Keimpunkt und des interessierenden Bereich (ROI) erlaubt. 55
4. Bild-Gliederungssystem nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch
- a) eine Anzeigeeinrichtung (3) zur Anzeige von sichtbaren Bildern von ihr zugeführten graphischen Signalen und 60
 - b) einer Graphikeinrichtung (11), die mit der Anzeigeeinrichtung (3) und der Maskierungseinrichtung (9) zur interaktiven Erzeugung eines graphischen Signals der gegliederten Struktur auf der Grundlage der vom Bediener (1) definierten Eingabe und zur Anzeige dieser Signale auf der An-

zeigeeinrichtung (3) verbunden ist.

5. Verfahren zur Gliederung einer Vielzahl von Schnittbildern eines gewünschten über eine Vielzahl von Phasen eines Periodenzyklus erfaßten Volumens in anatomische Strukturen mit den Schritten:

- a) Auswählen eines anfänglichen Bilds als das gegenwärtige bei einem anfänglichen Schnitt und einer Phase erfaßte Bild,
 - b) Auswählen eines anfänglichen interessierenden Bereichs (ROI) und eines Keimpunkts innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI),
 - c) Auswählen eines anfänglichen Schwellenwerts,
 - d) Klassifizieren eines Punkts des Bilds innerhalb des interessierenden Bereichs (ROI) als über dem Schwellenwert liegend oder nicht über dem Schwellenwert liegend,
 - e) Identifizieren eines Bereichs von benachbarten Punkten mit derselben Klassifizierung wie der Keimpunkt, wobei dieser mit dem Keimpunkt durch Punkte alle mit dieser selben Klassifikation verbunden ist und eine gegliederte Struktur in diesem Bild definiert,
 - f) Analysieren von Bildelementen in der gegliederten Struktur und in einer Nachbarschaft der gegliederten Struktur zum Bestimmen eines aktualisierten Schwellenwerts,
 - g) Gliedern des Bilds durch Wiederholen der Schritte "d" und "e" zum Berechnen einer aktualisierten gegliederten Struktur,
 - h) Auswählen eines benachbarten Bilds in Phase oder im Raum nächst dem gegenwärtigen Bild und
 - i) Wiederholen der Schritte "c" bis "h" für eine Vielzahl der Bilder zum Ergeben einer dreidimensionalen (3D) gegliederten Struktur zu verschiedenen Zeitpunkten.
6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Keimpunkt und der anfängliche Schwellenwert, die zum Gliedern aller Bilder außer des ersten verwendet werden, unter Verwendung der Schritte
- a) Wählen eines Keimpunkts für ein Bild benachbart in Zeit oder Raum als der Flächenschwerpunkt der aktualisierten gegliederten Struktur und
 - b) Wählen des anfänglichen Schwellenwerts des benachbarten Bilds als der aktualisierte Schwellenwert eines benachbarten Bilds ausgewählt werden.
7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der aktualisierte Schwellenwert derselbe wie der anfängliche Schwellenwert ist.
8. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der in Schritt "f" berechnete aktualisierte Schwellenwert die Schritte
- a) Expandieren der gegliederten Struktur um ein vorbestimmtes Ausmaß zum Ergeben eines expandierten Bereichs,
 - b) Bestimmen eines Histogramms der Intensitäten des expandierten Bereichs und
 - c) Auswählen eines angepaßten Schwellenwerts, der Moden des Histogramms trennt, umfaßt.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

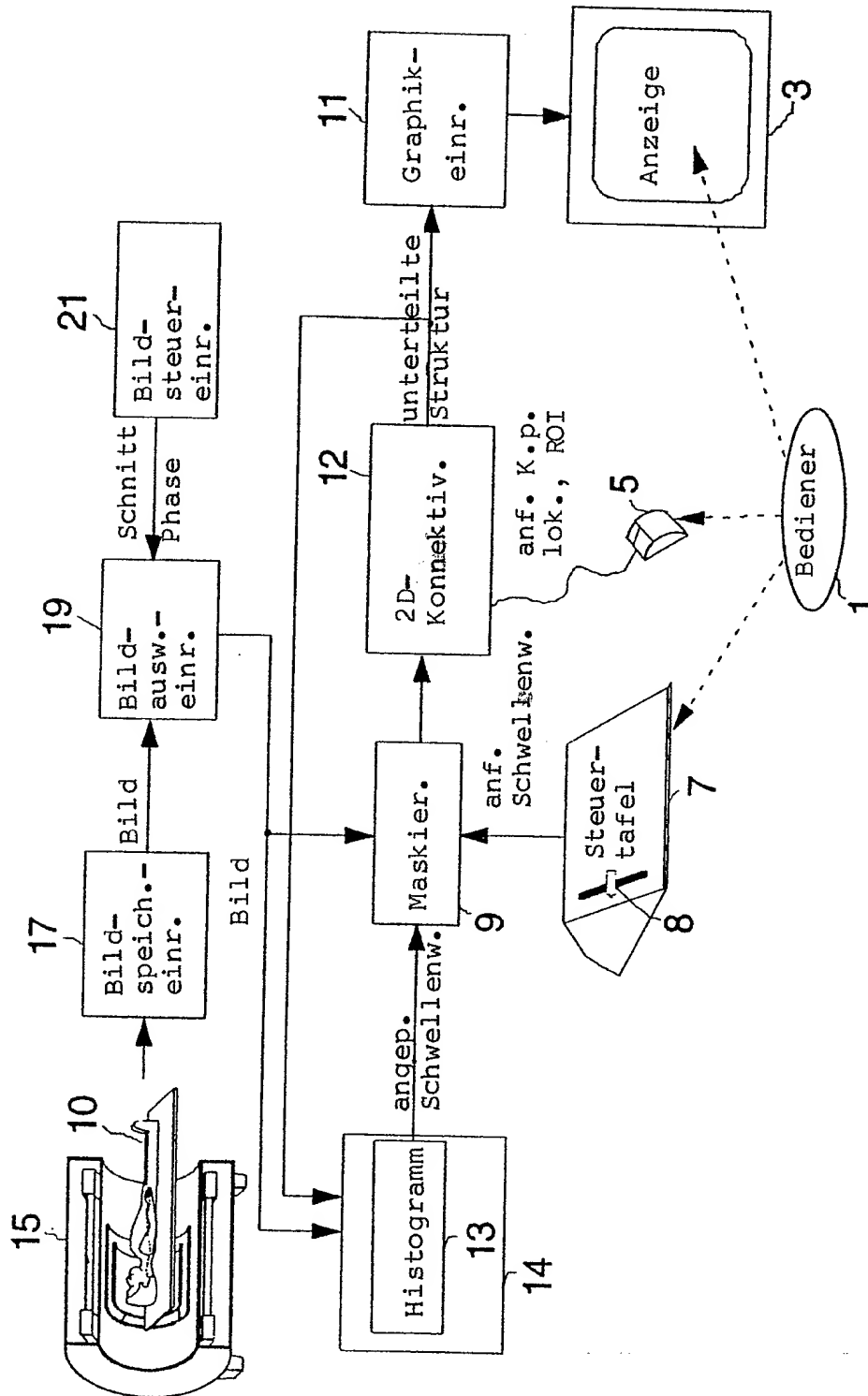


Fig. 1